

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 10-179758

(43)Date of publication of application : 07.07.1998

(51)Int.Cl.

A61M 25/01

(21)Application number : 08-342040

(71)Applicant : TOKIN CORP

(22)Date of filing : 20.12.1996

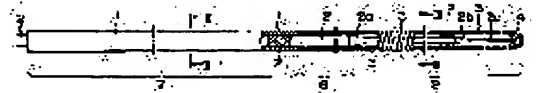
(72)Inventor : ISHIKAWA HIROSHI

(54) GUIDE WIRE FOR CATHETER AND ITS PRODUCTION

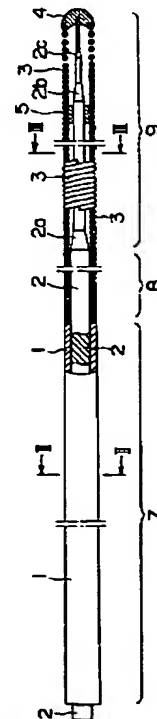
(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To make it possible to surely guide a catheter to the slender constricted part of a blood vessel as well by constituting a part of the material of the guide wire with that having the rigidity (hardness) equal to or higher than the rigidity of a stainless steel material and having excellent kink resistance.

SOLUTION: This guide wire for the catheter has a core material 2 which is inserted into a tube 1 and extends outside from one end, a coil member 3 which covers the circumference of this core material 2 extending to the outside of this tube 1 and extends axially from one end side of the tube 1 and a joining member 4 which joins the front end part of the core material 2 and the front end part of the coil member 3. At least either of the tube 1 and the core material 2 are made of high-elasticity alloy materials.



(11)特許出願公開番号



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 金属製のチューブと、該チューブの内部に挿通されて該チューブの一端側から外へのびている金属製の芯材と、前記チューブの外へのびている芯材の回りを覆いかつ前記チューブの一端側から軸方向へのびているコイル部材と、前記芯材の前記軸方向の先端部分及び前記コイル部材の先端部分を相互に接合した接合部材とを有しているカテーテル用ガイドワイヤにおいて、前記チューブ及び前記芯材の少なくとも一方が高弾性合金材料によって作られていることを特徴とするカテーテル用ガイドワイヤ。

【請求項 2】 請求項 1 記載のカテーテル用ガイドワイヤにおいて、前記芯材が前記高弾性合金材料であって、前記チューブの少なくとも一部が形状記憶合金材料によって作られていることを特徴とするカテーテル用ガイドワイヤ。

【請求項 3】 請求項 2 記載のカテーテル用ガイドワイヤにおいて、前記形状記憶合金材料が少なくとも生体温度で超弾性を示す TiNi 系の形状記憶合金であることを特徴とするカテーテル用ガイドワイヤ。

【請求項 4】 請求項 1 又は 2 記載のカテーテル用ガイドワイヤにおいて、前記高弾性合金材料の組成が Co-Ni-Cr-Mo-Nb 系の高弾性合金部材であることを特徴とするカテーテル用ガイドワイヤ。

【請求項 5】 請求項 1 又は 2 記載のカテーテル用ガイドワイヤにおいて、前記高弾性合金材料の組成が Cr+Mo; 20~40%、Co 25~45 及び Nb 0.1~3%、残部 Ni であることを特徴とするカテーテル用ガイドワイヤ。

【請求項 6】 請求項 1 又は 2 記載のカテーテル用ガイドワイヤにおいて、前記チューブと前記芯材とが剛性をもつよう嵌め合わされかつ軸方向へのびている基質部分と、該基質部分の一端側からチューブの外へのびている前記芯材に前記コイル部材の他端部分が巻き付けられているコイル保持部分と、該コイル保持部分の一端側から先端部分にかけてしなやかさを維持させるよう前記コイル部材に対して所定間隔をもって軸方向の先端側へのびている弾性部分とを有し、該弾性部分の前記芯材の径寸法が前記コイル部材の内径寸法よりも次第に小さくなるように形成されていることを特徴とするカテーテル用ガイドワイヤ。

【請求項 7】 請求項 5 記載のカテーテル用ガイドワイヤにおいて、前記芯材の径寸法が前記先端方向へ次第に小さい径寸法とするよう前記軸方向に所定間隔をもって複数のテーパ部が形成されていることを特徴とするカテーテル用ガイドワイヤ。

【請求項 8】 金属製のチューブと、該チューブの内部に挿通されて該チューブの一端側から外へのびている金属製の芯材と、前記チューブの外へのびている芯材の回りを覆いかつ前記チューブの一端側から軸方向へのびて

いるコイル部材と、前記芯材の前記軸方向の先端部分及び前記コイル部材の先端部分を相互に接合した接合部材とを有しているカテーテル用ガイドワイヤの製造方法において、

前記チューブ及び前記芯材の少なくとも一方を高弾性合金材料によって作り、前記高弾性合金材料を冷間加工を施した後に、400℃~600℃の範囲の温度で析出硬化処理を施すことを特徴とするカテーテル用ガイドワイヤの製造方法。

【請求項 9】 請求項 8 記載のカテーテル用ガイドワイヤの製造方法において、前記芯材が前記高弾性合金材料であって、前記チューブの少なくとも一部が形状記憶合金材料によって作られていることを特徴とするカテーテル用ガイドワイヤの製造方法。

【請求項 10】 請求項 9 記載のカテーテル用ガイドワイヤの製造方法において、前記形状記憶合金材料を少なくとも生体温度で超弾性を示す TiNi 系の形状記憶合金部材によって形成することを特徴とするカテーテル用ガイドワイヤの製造方法。

【請求項 11】 請求項 8 又は 9 記載のカテーテル用ガイドワイヤの製造方法において、前記高弾性合金材料の組成が Co-Ni-Cr-Mo-Nb 系の高弾性合金部材であることを特徴とするカテーテル用ガイドワイヤの製造方法。

【請求項 12】 請求項 8 又は 9 記載のカテーテル用ガイドワイヤの製造方法において、前記高弾性合金材料の組成が Cr+Mo; 20~40%、Co 25~45 及び Nb 0.1~3%、残部 Ni であることを特徴とするカテーテル用ガイドワイヤの製造方法。

【請求項 13】 請求項 8 又は 9 記載のカテーテル用ガイドワイヤの製造方法において、前記チューブと前記芯材とを剛性をもつよう嵌め合せかつ軸方向へのびている基質部分を形成し、該基質部分の一端側からチューブの外へのびている前記芯材に前記コイル部材の他端部分が巻き付けるようにコイル保持部分を形成し、該コイル保持部分の一端側から先端部分にかけてしなやかさを維持させるよう前記コイル部材に対して所定間隔をもって軸方向の先端側へのびるように弾性部分を形成し、該弾性部分の前記芯材の径寸法を前記コイル部材の内径寸法よりも次第に小さくなる寸法に形成することを特徴とするカテーテル用ガイドワイヤの製造方法。

【請求項 14】 請求項 13 記載のカテーテル用ガイドワイヤの製造方法において、前記芯材の径寸法が前記先端方向へ次第に小さい径寸法とするよう軸方向に所定間隔をもって複数のテーパ部を形成することを特徴とするカテーテル用ガイドワイヤの製造方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、医療用器具であるカテーテルを案内するカテーテル用ガイドワイヤ、及び

その製造方法に属するものであって、特に人間の心臓血管系内に治療用もしくは検査用カテーテルを導入する際に用いるカテーテル用ガイドワイヤ、及びその製造方法に属する。

【0002】

【従来の技術】カテーテル用ガイドワイヤは、血管部位から穿刺したセルディング針により血管内に導入された後、セルディング針をカテーテル用ガイドワイヤから取り外し、カテーテル用ガイドワイヤの後端にカテーテルを取り付けて、生体の脈管、特に血管内の目的部位までカテーテルに先行してカテーテルを案内するために用いられる医科用器具である。

【0003】このカテーテル用ガイドワイヤは太い血管や分岐或いは屈曲状態が単純な血管に対しては有効に作用する。しかし、細い血管部、例えば心臓の冠動脈のように非常に細かく分岐する血管の深部等に対してはこの部分にカテーテルを搬入することが困難な場合が多く、特に狭窄の激しい部分に対しては全く別の考え方に基づくカテーテル用ガイドワイヤが必要である。

【0004】したがって、狭窄の激しい部分に対しては全く別の提案に基づくカテーテル用ガイドワイヤが必要である。中でも狭窄部分に対する血管形成を施すためのカテーテルに用いられるカテーテル用ガイドワイヤにおいては、狭窄部位を正確に捉えるためにカテーテル用ガイドワイヤの先端部の付近ではX線など放射線が透過しないように構成することが不可欠となる。

【0005】なお、かなり細い冠動脈へカテーテル用ガイドワイヤを案内する時には、カテーテル用ガイドワイヤの太さ寸法に限界があるため、従来から用いられてきた基質部をステンレスとしたカテーテル用ガイドワイヤでは、材料自体が剛性に欠けていて、塑性変形しやすいために血管の屈曲部分が激しい部位においてキンクしてしまう。そして、ほんの少しのキンクによってもカテーテル用ガイドワイヤトルクの伝達性は著しく劣化し、目的部位に到達することができないことが生じる。

【0006】この問題を解決するために従来からが硬さ（剛性）が高く、耐キンク性に優れているカテーテル用ガイドワイヤを採用している。

【0007】従来技術のカテーテル用ガイドワイヤとしては、特公平 4-25024 号公報が周知となっている。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、従来のカテーテル用ガイドワイヤは弾性合金であるところの印字用打点棒材を採用しているが、これはステンレス型合金又は析出型硬化合金である Co 基合金の線材を析出硬化処理後に表面硬化処理をしているために、中心部と外周部の極端な硬度差のため種々使用上で問題があった。

【0009】また、耐キンク性の問題を解決するために、形状記憶合金製の超弾性合金であるカテーテル用ガ

イドワイヤが提案されているが、このカテーテル用ガイドワイヤを曲げた時の応力値が従来のステンレスと比べて超弾性ということで、小さいためにカテーテル用ガイドワイヤとしては径寸法の大きなものに限定されてしまい、例えば、芯材の径が 0.2 mm 以下ものについては依然としてステンレス材が使用されている。

【0010】それ故に、本発明は、ステンレス材と同等以上の剛性（硬さ）を持ち、かつ耐キンク性に優れた材料により構成することによって細い血管狭窄部にも確実にガイドすることができるカテーテル用ガイドワイヤ、及びその製造方法を提供することにある。

【0011】

【課題を解決するための手段】本発明によれば、金属製のチューブと、該チューブの内部に挿通されて該チューブの一端側から外へのびている金属製の芯材と、前記チューブの外へのびている芯材の回りを覆いかつ前記チューブの一端側から軸方向へのびているコイル部材と、前記芯材の前記軸方向の先端部分及び前記コイル部材の先端部分を相互に接合した接合部材とを有しているカテーテル用ガイドワイヤにおいて、前記チューブ及び前記芯材の少なくとも一方が高弾性合金材料によって作られていることを特徴とするカテーテル用ガイドワイヤが得られる。

【0012】また、本発明によれば、金属製のチューブと、該チューブの内部に挿通されて該チューブの一端側から外へのびている金属製の芯材と、前記チューブの外へのびている芯材の回りを覆いかつ前記チューブの一端側から軸方向へのびているコイル部材と、前記芯材の前記軸方向の先端部分及び前記コイル部材の先端部分を相互に接合した接合部材とを有しているカテーテル用ガイドワイヤの製造方法において、前記チューブ及び前記芯材の少なくとも一方を高弾性合金材料によって作り、前記高弾性合金材料を冷間加工を施した後に、400℃～600℃の範囲の温度で析出硬化処理を施すことを特徴とするカテーテル用ガイドワイヤの製造方法が得られる。

【0013】

【発明の実施の形態】以下、本発明のカテーテル用ガイドワイヤ、及びその製造方法について実施の形態例及び実施例を用いて説明する。図 1 乃至図 3 は本発明のカテーテル用ガイドワイヤの一実施の形態例を示している。

【0014】図 1 乃至図 3 を参照して、カテーテル用ガイドワイヤは、合金によって鞘管形状に作られている金属製のチューブ 1 と、このチューブ 1 に挿通されてチューブ 1 の一端側から外へのびている金属製の芯材 2 と、チューブ 1 の外へのびて芯材 2 の回りを覆いかつチューブ 1 の一側端から軸方向へのびているコイル部材 3 と、芯材 2 の一端側である先端部分及びコイル部材 3 の先端部分を相互に接合した第 1 の接合部材 4 と、コイル部材 3 の中間部分及び芯材 2 とを相互に接合した第 2 の接合

部材 5 とを有している。

【0015】このカテーテル用ガイドワイヤは、チューブ 1 と芯材 2 とで剛性をもつように径方向で互いに嵌め合わされ、かつ軸方向へのびている基質部分 7 と、基質部分 7 の一端側からチューブ 1 の一端から外へのびている芯材 2 にコイル部材 3 の他端部分が巻き付けられているコイル保持部分 8 と、コイル保持部分 8 の一端側から先端部分にかけてしなやかさを維持させるようにコイル部材 3 に対して所定間隔をもって軸方向の先端側へのびている弾性部分 9 とを有している。

【0016】弾性部分 9 においては、芯材 2 の径寸法がコイル部材 3 の内径寸法よりも次第に小さくなるように寸法に形成されている。即ち、弾性部分 9 では芯材 2 の径寸法が先端方向へ次第に小さい径寸法とするように軸方向に所定間隔をもって第 1 乃至第 3 のテーパ部 2 a, 2 b, 2 c が形成されている。

【0017】弾性部分 9 ではコイル保持部分 8 の一端側から第 1 の接合部 4 までの間で芯材 2 がコイル部材 3 の内面に対して所定の間隔を持つように第 2 の接合部材 5 によって保持されている。

【0018】さらに、カテーテル用ガイドワイヤは、チューブ 1 及び芯材 2 の少なくとも一方が高弾性合金材料によって作られている。高弾性合金材料の組成は、Cr + Mo: 20~40%、Co 25~45 及び Nb 0.1~3%、残部は Ni である。Co は切欠けもろさがなく、耐疲労性、機械的強度、高度及び耐食性に優れているものとするために 25~45% の範囲に限定している。

【0019】Co が 45% 以上であると後述する冷間加工において硬くなり、不適当である。Cr + Mo が 20~40% である理由は Co を含有した条件において耐食性を有するための最適条件であり、この範囲を越えると冷間加工において硬くなり、加工困難になるため不適当である。Nb も高度を高めるためであり、これを 3% 以下に限定したのはそれ以上になると加工において硬くなりすぎ加工困難となるからである。

【0020】高弾性合金材料は冷間加工を施された後に、400℃~600℃の範囲の温度で析出硬化処理が施される。ここで、高弾性とは、戻りがよいことであって、超弾性的ように歪みを変化させても一定応力を維持するというものとは全く異なるものである。

【0021】以下に図 1 乃至図 3 に示したカテーテル用ガイドワイヤの一実施の形態例を参照しながら各実施例を説明する。

【0022】【実施例 1】実施例 1 におけるカテーテル用ガイドワイヤ、及びその製造方法は、弾性部分 9 にしなやかさを維持させつつ、特に基質部分 7 において剛性を持たせ、細い冠動脈への通過を容易にすることを目的とした高弾性合金製のカテーテル用ガイドワイヤである。ここで、剛性とは、同じ曲げ歪みで比較して荷重が高い

ものが剛性としている。

【0023】なお、実施例 1 と対比するために比較材として、従来から使用されているステンレス材のカテーテル用ガイドワイヤを挙げて比較することにする。

【0024】まず、重量%で Co 36.42%、Cr 20.53%、Mn 0.43%、Ti 0.62%、Al 0.14%、Fe 0.7%、Nb 1.07%、MM (メッシュメタル) 0.01% からなる高弾性合金を常温にて加工度 97% に伸線加工し、直径 0.25 mm としたものに直線矯正を施した。その後真空中で 400、500、600℃の温度で析出硬化処理した φ0.35 のワイヤを従来材のステンレスと 3 点曲げによる剛性及び耐キンク性について比較した。ここで、耐キンク性は、いったん曲げてその荷重を戻したときに残る歪み量が多い方がガイドワイヤ特性でとくに重要な操縦性が劣化する。

【0025】図 4 に 3 点曲げ試験における押し込み量 (2 mm で 1.3% の歪み) と荷重 (Kg) との関係を示す。

【0026】比較試料であるステンレス材 (SUS 304) と比べて本発明試料については特に時効処理の温度が高くなるにしたがってヤング率が大きく、かつ最大 1.3% 曲げ歪みを与えた状態における変形荷重も高い。また、600℃時効処理材の曲げによる残留歪みもステンレス材のそれに比べ 1/3 と小さいので、要するに耐キンク性が 3 倍優れていることがわかる。

【0027】【実施例 2】実施例 1 の製造方法にて製造した時効処理 φ0.35 直線矯正処理した材料を、180 cm に切断し、その先端部分の 15 cm を機械的にテーパリング加工して、先端部分に向かって次第に細くなるように基質部 7 の先端領域に設けられた螺旋状に巻かれるコイル部材 (例えばここではプラチナ: 線径 φ0.75 でコイル部材 3 の径寸法 φ0.35 で X 線不透過であって塑性変形性や柔軟性があること) を通し、そのコイル部材 3 の両端でロウ付け接合し第 1 の接合部材 4 を形成した。

【0028】そして、チューブ 1、芯材 2 及びコイル部材 3 を一体化する。これとともにカテーテル用ガイドワイヤ内での潤滑性を損なうことがないように、スムーズに移動するために段差がないように、テーパリングしなかった部分をさらにテフロンコーティングを施したものとし、軸方向でまったく段差のないものとした。

【0029】ガイドワイヤ材と従来のステンレス材からなるガイドワイヤ材とをテフロンチューブ (4 × φ2) を回転径 150 mm で 2 回転させた中にそれぞれを導入してみた (導入の際はテフロンチューブ内部にシリコンオイルを満たした)。

【0030】その結果 1.5 回転まで進めた状態では何の変化も生じなかったが、2 回転程度進めてみたところで、本発明試料は押し込むことが容易であったが、従来

10

20

30

40

50

材はまったく押せなくなりました。このことは実施例1のヤング率が高く、かつ耐キンク性が3倍であることから理屈どりの結果である。

【0031】〔実施例3〕比較材としてこれまで使用されているステンレス材のガイドワイヤを用いた。まず、図5に示す組成(重量%)でCo-Cr-Mo-Nb系の合金を高周波真空溶解によって得た。なお、アーク溶解法、電子ビーム法、或いは粉末冶金法によっても作製できる。

【0032】次に、得られたCo-Cr-Mo-Nb系の合金を熱間プレスと熱間溝ロールでφ10にし、その後、溶体化処理(800℃×30分:真空中)した後、冷間伸線加工で加工率65でφ0.35まで施した後、直線矯正処理をした。その後真空中で時効処理した場合の時効温度と機械的性質を図6に示す。

【0033】400℃から600℃における時効によって十分に高い硬度が試料番号1~6に関わらずほぼ同じ値で得られた。また、冷間における加工率は高ければ高いほど機械的強度が上昇するので、出来得れば加工率は95%以上が好ましい。しかしながら、それ以下でも十分な特性が得られる。

【0034】次に、チューブ1の少なくとも一部が形状記憶合金材料によって作られており、芯材2が、Co-Ni-Cr-Mo-Nb系の高弾性合金材であるカテーテル用ガイドワイヤの実施例について説明する。

【0035】形状記憶合金材料は生体温度で超弾性を示すTiNi系の形状記憶合金である。

【0036】〔実施例4〕まず、高周波誘導溶解法によって得たTiNi合金(50.5at%Ni、残Ti)を中実ビレットに加工後、熱間加工、冷間加工によって外径φ0.35、内径φ0.28のチューブとし、得られたチューブに500℃×10分間の超弾性処理を行い供試材とした。

【0037】また、チューブ1内に挿入する芯材2、つまり高弾性合金材は重量%でCo36.42%、Cr20.53%、Mn0.43%、Ti0.62%、Al0.14%、Fe0.7%、Nb1.07%MM(メッシュメタル)0.01%からなる合金を常温にて加工度97%に伸線加工し、直径0.25mmとしたものに直線矯正を施した。

【0038】その後真空中で600℃の温度で析出硬化処理して芯材2とした。このようにして高弾性合金線材の芯材2をTiNiのチューブ1に挿入したものを作製した。そして従来材のステンレス硬線材(SUS304)のガイドワイヤを比較材とした。

【0039】3点曲げによる剛性及び耐キンク性について比較した。図7に生体温度の37℃にて行った3点曲げ試験における3mmの押し込み量(2mmで1.3%の歪み)と荷重(Kg)との関係を示す。なお、図中のG/Wはガイドワイヤーを意味している。

【0040】比較材及び本発明材は剛性がやや劣るもののステンレス材の6割り程度を維持し、かつ、曲げによる残留歪みについては実際には必ずしも零である必要はなく、ある程度戻ればよいと考えられるので、細径血管用として使われているステンレス材の値に比べ1/3以下と小さいので、要するに耐キンク性が3倍も優れていることがわかる。

【0041】〔実施例5〕実施例1の製造方法にて製造したφ0.35複合化した材料を、180cmに切断し、その先端部の15cmを機械的にテーパリング加工して、先端部に向かって次第に細くなる基質部7の先端領域に設けられた螺旋状に巻かれるコイル部材5を通し、そのパネ両端でロウ付け接合し第1の結合部4を形成した。それぞれを一体化するとともにカテーテル内での潤滑性を損なうことがないように、スムーズに移動するために段差がないように、テーパリングしなかった部分はさらにテフロンコーティングを施したものとし、長さ方向にまったく段差のないものとした。

【0042】本発明芯材を構成するチューブ1に対して比較芯材として従来のステンレス硬線材(SUS304)及び超弾性材、即ち、高周波誘導溶解法によって得たTiNi合金:50.5at%Ni、残Tiを中実ビレットに加工後、熱間加工、冷間加工によって外径φ0.25の線材として、得られた線材に500℃×10分間の超弾性処理を行い供試材としたものを用い先端部の機械的性質について調査した。そして、実際にはそれぞれテーパリングしている芯材2の先端部分のφ0.17(実際に冠動脈に挿入する部分)図3のIII-III線断面での生体温度37℃で行った3点曲げによる剛性及び耐キンク性について比較した。

【0043】図8に3点曲げ試験における2mmの押し込み量(2mmで1.3%の歪み)と荷重(Kg)との関係を示す。

【0044】本発明の芯材2については剛性が優れておりステンレス以上に傾きが大きくかつ、曲げによる残留歪みについては、超弾性材(残留歪み零)と比べると多少あるものの、実際には必ずしも零である必要はなく、ある程度戻ればよいと考えられるので、細径血管用として使われているステンレス材の値に比べ1/2以下と小さいので、要するに冠動脈導入での耐キンク性が2倍も優れていることがわかる。

【0045】〔実施例6〕実施例4の製造方法にて製造した外径φ0.35複合化材料からなるガイドワイヤ材とこれまでの従来使用されているPTCA用の芯材がステンレスのガイドワイヤをテフロンチューブ(φ4×φ2)を生体温度の37℃の雰囲気において回転径150mmで2回転させた中にそれぞれを導入してみた(導入の際はテフロンチューブ内部にシリコンオイルを満たした)。

【0046】その結果1.6回転まで進めた状態では何

の変化も生じなかったが、2. 1 回転程度進めてみたところで、本発明品は押し込むことが容易であったが、従来材はまったく押せなくなってしまった。このことから耐トルク伝達性にも優れていることがわかった。

【0047】

【発明の効果】以上、実施の形態例及び各実施例によって説明したように、本発明によれば、高弾性合金材料を用いて、従来材であるステンレス材と同等以上の剛性を持ち、かつ耐キンク性に優れた材料によりその一部を構成することによって細い血管狭窄部にガイドするための

ガイドワイヤカテーテル用ガイドワイヤ、及びその製造方法が得られる。

【0048】また、チューブの一部或いは全部に芯材として高弾性合金材が挿入されていることから、従来材のステンレスの剛性がある程度堅持し、そして特に耐キンク性に優れたガイドワイヤカテーテル用ガイドワイヤ、及びその製造方法を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明のカテーテル用ガイドワイヤの一実施の形態例を示す断面図である。

【図2】図1のカテーテル用ガイドワイヤをII-II 線で*

* 断面した拡大断面図である。

【図3】図1のカテーテル用ガイドワイヤをIII-III 線で断面した拡大断面図である。

【図4】実施例1における3点曲げ試験における押し込み量と荷重 (Kg) との関係を示すグラフである。

【図5】実施例3におけるCo-Cr-Mo-Nb系の合金と組成とを示す組成図である。

【図6】実施例3における実施例真空中で時効処理した場合の時効温度と機械的性質を示したグラフである。

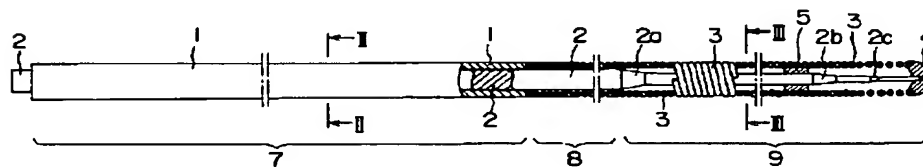
【図7】実施例4における生体温度にて行った3点曲げ試験における押し込み量と荷重との関係を示すグラフである。

【図8】実施例5における3点曲げ試験における押し込み量と荷重との関係を示すグラフである。

【符号の説明】

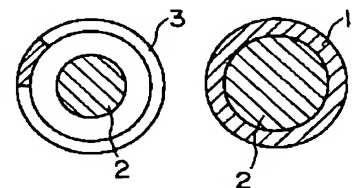
- 1 チューブ
- 2 芯材
- 3 コイル部材
- 4 第1の接合部材
- 5 第2の接合部材

【図1】



【図2】

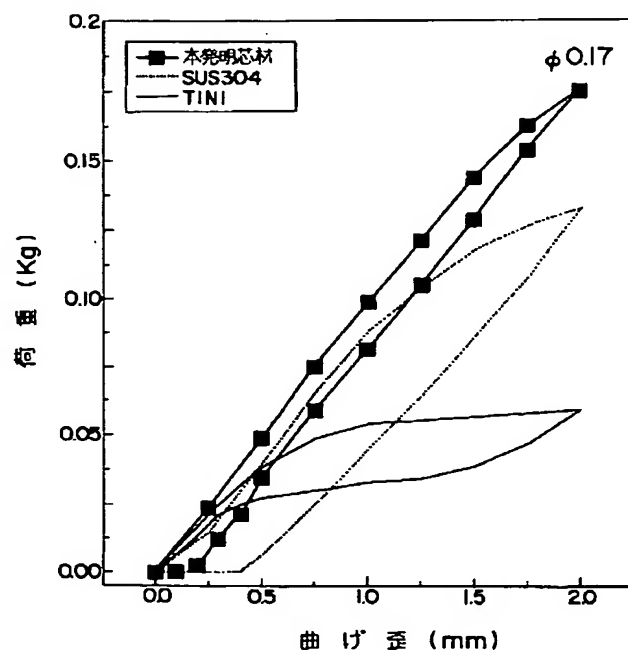
【図3】



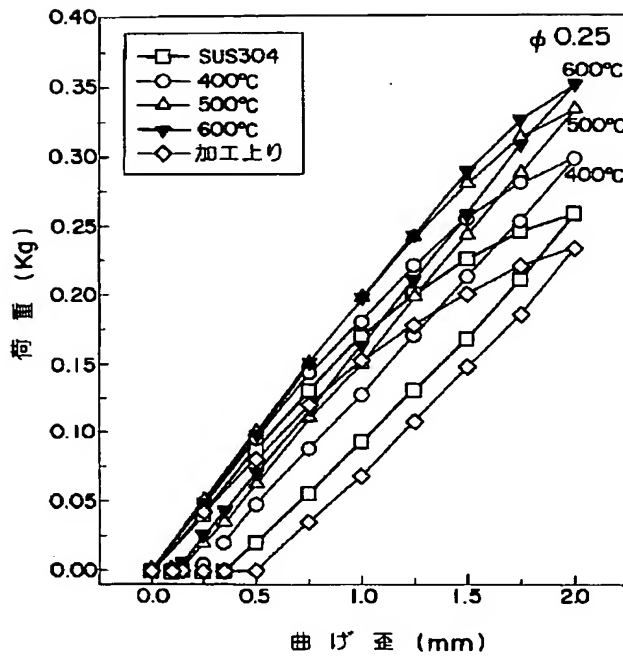
【図5】

【図8】

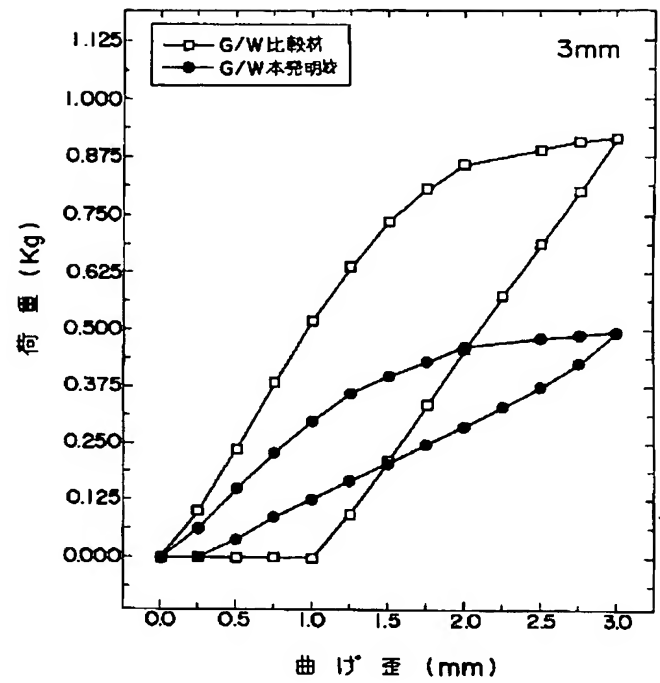
合金	組成 (重量%)				
番号	Ni	Co	Cr	Mo	Nb
1	残	2.5	1.2	8	2.5
2	残	3.0	1.4	1.0	2
3	残	3.0	2.0	8	1
4	残	3.5	2.0	1.0	1
5	残	3.5	2.3	8	1
6	残	4.0	3.0	1.0	0.5



【図4】



【図7】



【図6】

